

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 08-317915

(43)Date of publication of application : 03.12.1996

(51)Int.Cl.

A61B 5/055

G01R 33/54

(21)Application number : 07-126800

(71)Applicant : HITACHI MEDICAL CORP

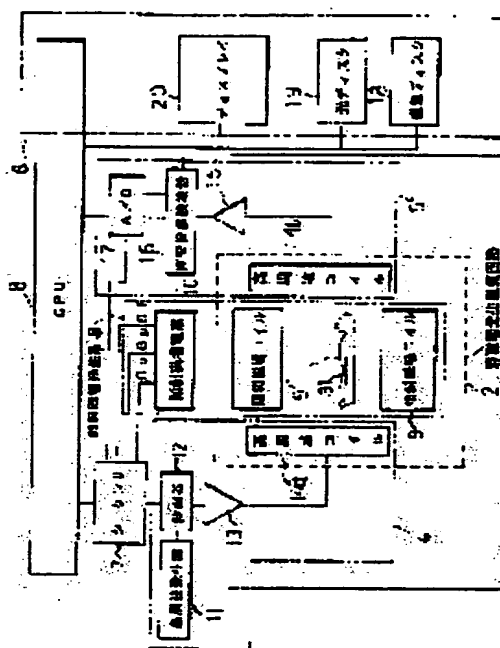
(22)Date of filing : 25.05.1995

(72)Inventor : WATABE SHIGERU

(54) MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE**(57)Abstract:**

PURPOSE: To clearly indicate three-dimensionally positional relation and movement of the tip of a catheter in the body to be examined by grasping the position of catheter as a real-time image and displaying it by registration on an image of blood vessels.

CONSTITUTION: Repeating a pulse sequence, a sequencer 7 impresses a high-frequency magnetic field pulse which generates magnetic resonance of nuclei of atoms composing a living tissue of a body to be examined 1. Controlled by a CPU 8, it then operates to convey different orders, which is necessary for the data collection of tomographic images of the body to be examined 1, to a transmitting system 4, magnetic field gradient generating system 3 and a receiving system 5. And then, a high-frequency pulse is supplied to a high-frequency coil 14a in order that an electromagnetic wave may irradiate the body to be examined 1. In order to image-display the tip of a catheter 31 to be inserted into the body to be examined 1, the transmitting system 4 and the magnetic field gradient generating system 3 are controlled in order that the sequencer 7 may obtain not only the excitation of the atomic nuclei of a living tissue of the body to be examined 1, but also an echo signal from a singular signal source enclosed in the tip of the catheter 31.

**LEGAL STATUS**

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平8-317915

(43) 公開日 平成8年(1996)12月3日

(51) Int. Cl. ⁶	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/055			A 6 1 B 5/05	3 9 0
G 0 1 R 33/54			G 0 1 N 24/02	3 7 6 5 3 0 Y

審査請求 未請求 請求項の数10 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願平7-126800

(22) 出願日 平成7年(1995)5月25日

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72) 発明者 渡部 滋

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株

式会社日立メディコ内

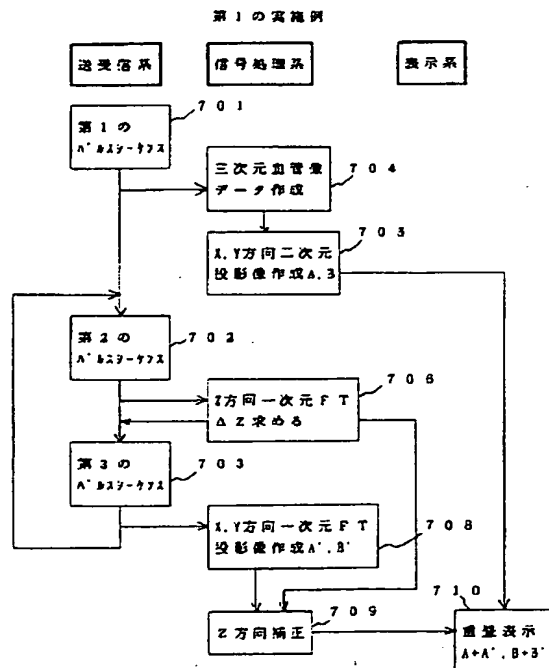
(74) 代理人 弁理士 多田 公子 (外1名)

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57) 【要約】 (修正有)

【目的】 実時間でカテーテル先端位置を検出し、被検体内の立体的な位置関係を明示する。

【構成】 縦緩和時間 T1 の極めて短い物質又はプロトンと異なる共鳴周波数を有する核種を含む物質を内包するカテーテル先端が被検体内に挿入される際に、シーケンサの制御で RF による全領域励起後 Z 軸方向にエコー信号を読み出し、CPU で一次元フーリエ変換して Z 軸方向のカテーテル先端位置を検出する。続いてカテーテル先端位置に相当する搬送周波数でカテーテル先端を含み Z 軸に直交するスライス面を励起し、X 軸及び Y 軸方向にリードアウトを行い、得られた 2 軸についてのエコー信号を、それぞれ一次元フーリエ変換することにより、X 軸及び Y 軸に平行な一次元投影像を作成する。予め計測しておいた三次元血管データから得られた X 軸及び Y 軸に直交する 2 方向投影血管像上に、カテーテル先端の一次元投影像を重畳して表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】被検体の置かれる空間に静磁場を与える静磁場発生手段と、前記空間に傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、前記被検体の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波パルスを照射する送信系と、核磁気共鳴により放出されるエコー信号を検出する受信系と、前記傾斜磁場及び高周波パルスを所定のパルスシーケンスで繰り返し印加するように前記傾斜磁場発生手段、前記送信系及び前記受信系を制御するシーケンサと、前記受信系で検出したエコー信号を用いて画像再構成演算を行なう信号処理系と、得られた画像を表示する手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記シーケンサは、三次元データを得るため第 1 のパルスシーケンスと、直交する 3 軸のうち第 1 軸の方向について所定の特異信号源の位置を求めるために、全領域を励起する高周波パルスを印加後、前記第 1 軸の方向の傾斜磁場を印加してエコー信号を得る第 2 のパルスシーケンスと、前記第 1 軸に直交し前記特異信号源の位置を含むスライス面を励起する高周波パルスを印加し、前記第 1 軸に直交する第 2 軸及び第 3 軸の各方向にエンコードされた少なくとも 2 つのエコー信号を計測する第 3 のパルスシーケンスとを備え、

前記信号処理系は、前記第 1 のパルスシーケンスから計測された三次元データから前記第 2 軸及び第 3 軸の方向についての二次元画像を再構成するとともに、前記第 3 のパルスシーケンスで得られた前記特異信号源の第 2 軸及び第 3 軸の方向の位置情報に前記第 2 のパルスシーケンスで得られた第 1 軸方向の位置情報を与えた点データを作成し、この点データを前記表示手段により前記二次元画像に重ねて表示し、前記特異信号源位置を実時間で前記二次元画像上にマッピングすることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】被検体の置かれる空間に静磁場を与える静磁場発生手段と、前記空間に傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、前記被検体の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波パルスを照射する送信系と、核磁気共鳴により放出されるエコー信号を検出する受信系と、前記傾斜磁場及び高周波パルスを所定のパルスシーケンスで繰り返し印加するように前記傾斜磁場発生手段、前記送信系及び前記受信系を制御するシーケンサと、前記受信系で検出したエコー信号を用いて画像再構成演算を行なう信号処理系と、得られた画像を表示する手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記シーケンサは、

(a) 前記被検体内の血流を描出する二次元または三次元フーリエ変換に基づく第 1 のパルスシーケンスを動作させ、前記受信系で検出したエコー信号から前記信号処理系において三次元血流データを作成する工程と、

(b) 該三次元データから直交座標系の第 1 の軸方向に直交する第 2 及び第 3 の軸方向に投影した二次元血流投影像 A、B の組を作成する工程と、(c) 全領域のスピンを励起後、前記第 1 軸の方向に周波数エンコードを行う第 2 のパルスシーケンスを動作させ、被検体血管内に挿入した特異信号源を内包するカテーテル先端のエコー信号を検出する工程と、(d) 前記エコー信号を一次元フーリエ変換することにより、前記第 1 軸の方向に沿った前記カテーテル先端の位置を識別する工程と、(e) 前記第 1 軸の方向にスライス選択傾斜磁場を印加すると同時に前記カテーテルの先端位置に相当する搬送周波数で高周波パルスを照射して前記カテーテル先端を含む第 1 軸に直交したスライス面を励起し、一次元又は二次元フーリエ変換に基づく第 3 のパルスシーケンスを動作させ、少なくとも 2 つのエコー信号を検出する工程と、

(f) 前記エコー信号を一次元又は二次元フーリエ変換することにより、前記カテーテル先端位置の前記第 2 軸及び第 3 軸の方向に沿った座標を点データとして検出する工程と、(g) 前記第 2 軸及び第 3 軸についての点データに前記第 2 のパルスシーケンスで得られた第 1 軸方向の位置情報を与えて、それぞれ前記二次元血流投影像 A、B に重畳して表示する工程と、(h) 工程 (c) ~ (g) を繰り返し、前記点データの位置を刻々と更新する工程とを備え、

前記カテーテル先端位置を実時間で前記血流投影像上にマッピングすることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】前記特異信号源は、縦緩和時間 T_1 が被検体内スピンに比べ短い物質であり、前記第 2 及び第 3 のパルスシーケンスは、磁化の状態を決定する事前励起パルスに続いて、領域非選択の高周波パルスによる励起を含むことを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】前記特異信号源は、水素原子核と異なる共鳴周波数を有する核種を含む物質であり、前記第 2 及び第 3 のパルスシーケンスは、前記核種を選択的に励起する高周波パルスを含むことを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】前記第 3 のパルスシーケンスは、前記第 1 軸の方向にスライス選択傾斜磁場を印加すると同時に前記カテーテルの先端位置に相当する搬送周波数で高周波パルスを照射して前記カテーテル先端を含む第 1 軸に直交したスライス面を励起し、前記第 3 軸及び第 2 軸方向のそれぞれに周波数エンコードした 2 系列のエコー信号を計測するシーケンスであって、前記第 3 のパルスシーケンスによって検出された 2 系列のエコー信号をそれぞれ一次元フーリエ変換することにより、第 3 軸方向の位置情報が付加され第 2 軸方向に投影した一次元投影像 A' と、第 2 軸方向の位置情報が付加され第 3 軸方向に投影した一次元投影像 B' とを得る工程を含むこ

とを特徴とする請求項 2 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】前記第 3 のパルスシーケンスは、前記第 1 軸の方向にスライス選択傾斜磁場を印加すると同時に前記カテーテルの先端位置に相当する搬送周波数で高周波パルスを照射して前記カテーテル先端を含み第 1 軸に直交したスライス面を励起し、前記第 2 軸、第 3 軸方向の何れかに位相エンコード、他方に周波数エンコードする二次元フーリエ変換に基づくシーケンスであって、前記第 3 のパルスシーケンスによって収集されたエコー信号のデータセットを二次元フーリエ変換することにより、前記カテーテル先端を含むスライス面を二次元画像化し、高信号のカテーテル先端位置の第 3 軸、第 2 軸に沿った座標の点データを取得する工程を含むことを特徴とする請求項 2 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 7】前記カテーテル先端の二方向の血流投影像 A、B 上へのマッピングを繰り返し行ない、メモリ上で加算し、表示することにより、カテーテルの現在位置及び侵入経路を記録する処理を付加したことを特徴とする請求項 2 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 8】被検体に静磁場を与える静磁場発生手段と、前記被検体に傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、前記被検体の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波パルスを与える所定のパルスシーケンスで繰り返し印加するシーケンサと、このシーケンサからの高周波パルスにより被検体の生体組織の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波磁場を照射する送信系と、核磁気共鳴により放出されるエコー信号を検出する受信系と、この受信系で検出したエコー信号を用いて画像再構成演算を行なう信号処理系と、得られた画像を表示する手段とを備え、核磁気共鳴により放出されるエコー信号の計測を繰り返し行って断層像を得る核磁気共鳴イメージング装置において、前記シーケンサは、

(a) 前記被検体内の血流を描出する二次元または三次元フーリエ変換に基づく第 1 のパルスシーケンスを動作させ、前記受信系で検出したエコー信号から前記信号処理系において三次元血流データを作成する工程と、

(b) 全領域のスピンを励起後、直交座標系の第 1 軸の方向に周波数エンコードを行う第 2 のパルスシーケンスを動作させ、被検体血管内に挿入した特異信号源を内包するカテーテル先端のエコー信号を検出する工程と、

(c) 前記エコー信号を一次元フーリエ変換することにより、第 1 軸方向に沿った前記カテーテル先端の位置を識別する工程と、(d) 前記第 1 軸の方向にスライス選択傾斜磁場を印加すると同時に前記カテーテルの先端位置に相当する搬送周波数で高周波パルスを照射して前記カテーテル先端を含み第 1 軸に直交したスライス面を励起し、一次元又は二次元フーリエ変換に基づく第 3 のパルスシーケンスによって少なくとも 2 つのエコー信号を

検出する工程と、(e) 前記エコー信号を一次元又は二次元フーリエ変換することにより、前記第 1 軸と直交する第 2 軸及び第 3 軸の方向に沿った前記カテーテル先端位置の座標を点データとして検出する工程と、(f) 前記三次元血流データから演算により、前記カテーテル先端座標を通り、前記第 2 軸に直交する二次元断層像 A 及び前記第 3 軸に直交する二次元断層像 B を作成し、前記工程 (e) で検出されたカテーテル先端を示す点データに第 1 軸の方向の位置情報を与えた上で、各二次元断層像 A、B に重畳して表示する工程と、(g) 工程 (b) ~ (f) を繰り返し、前記二次元断層像 A、B 及び点データの位置を刻々と更新する工程とを備え、前記カテーテル先端位置を、該先端を含む二方向の血流断層像に所定の時間間隔でマッピングすることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 9】前記第 3 のパルスシーケンスは、前記第 1 軸の方向にスライス選択傾斜磁場を印加すると同時に前記カテーテルの先端位置に相当する搬送周波数で高周波パルスを照射して前記カテーテル先端を含む第 1 軸に直交したスライス面を励起し、前記第 3 軸及び第 2 軸方向のそれぞれに周波数エンコードした 2 系列のエコー信号を計測するシーケンスであって、前記第 3 のパルスシーケンスによって検出された 2 系列のエコー信号をそれぞれ一次元フーリエ変換することにより、第 3 軸方向の位置情報が付加され第 2 軸方向に投影した一次元投影像 A' と、第 2 軸方向の位置情報が付加され第 3 軸方向に投影した一次元投影像 B' とを得る工程を含むことを特徴とする請求項 8 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 10】前記第 3 のパルスシーケンスは、前記第 1 軸の方向にスライス選択傾斜磁場を印加すると同時に前記カテーテルの先端位置に相当する搬送周波数で高周波パルスを照射して前記カテーテル先端を含み第 1 軸に直交したスライス面を励起し、前記第 2 軸、第 3 軸方向の何れかに位相エンコード、他方に周波数エンコードする二次元フーリエ変換に基づくシーケンスであって、前記第 3 のパルスシーケンスによって収集されたエコー信号のデータセットを 2 次元フーリエ変換することにより、前記カテーテル先端を含むスライス面を二次元画像化し、高信号のカテーテル先端位置の第 3 軸、第 2 軸に沿った座標の点データを取得する工程を含むことを特徴とする請求項 8 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、核磁気共鳴（以下、NMR という）現象を利用して被検体の所望の断層画像を得る磁気共鳴イメージング（以下、MRI という）装置に関し、特に血管内に挿入したカテーテル等の術具の位置トレース機能を有する MRI 装置に関する。

【0002】

【従来の技術】MRI装置は、NMR現象を利用して被検体中の所望の検査部位における原子核スピンの密度分布や緩和時間分布等を計測して、その計測データから被検体の任意の断面を画像表示するものであり、被検体に静磁場を与える静磁場発生磁石と、被検体に傾斜磁場を与える磁場勾配発生系と、被検体の生体組織を構成する原子の原子核にNMR現象を起こさせる高周波パルス

(以下、RFパルスという)を所定のパルスシーケンスで繰返し印加するシーケンサと、このシーケンサからのRFパルスにより被検体にRF磁場を照射する送信系と、NMR現象による放出されるエコー信号を検出する受信系と、この受信系で検出したエコー信号を用いて画像再構成演算を行なう信号処理系と、更に画像を表示する表示手段とを備えている。傾斜磁場は、エコー信号に位置情報を与えるために与えられるもので、直交する3軸方向の傾斜磁場がそれぞれ所定のパルスシーケンスにより印加される。

【0003】このMRI装置における血流描出手法としては、スライス面への血液の流入効果を利用したTOF (Time-of-Flight) 法 ("Magnetic resonance Imaging, Second Edition, Stark D.D. et al. Mosby-Year Book Inc., p299~334, 1992")、血流による位相拡散の有無を用いて差分を行なうPhase-sensitive法 ("Cerebral MR Angioimaging (脳血管磁気共鳴画像法)の研究—第1報" 福井啓二 他、CT研究10(2) 1988年、133~142頁)、血流による位相拡散の極性を反転し、差分を行なうPhase-contrast法 ("Magnetic resonance angiography, Dumoulin C.L. et al. Radiology 161: 717~720, 1986") 等が主として行なわれている。

【0004】このような血流描出法により得られた三次元の血管データは、血流又は血管が相対的に高信号で描出された二次元画像を積み重ねたものであり、このままでは血管の走行や形状を把握するのは困難であるので、X線血管造影像やDSA (Digital Subtraction Angiography) と同様の投影血管像を作成する投影方法により、任意の二次元投影像に変換される。一般に、ある視点から三次元のデータを投影する方法としては、光線軌跡法が採用され、特にある光軸上にある信号値の最大値により一枚の投影像を作成する最大値投影法(MIP)や最小値により投影像を作成する最小値投影法が採用される。また上記血管データは三次元データであるので、所望の断面における断層像を作成することもできる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】このようにMRI装置では、所定の断層像や血管の投影像をX線等の被曝や造影剤の注入なしに非侵襲的に計測できるという特徴を有しているが、近年、X線透視中やMRI撮像中において患者にカテーテルを挿入して造影剤や薬剤を注入する等治療を行ないながら撮像するIVR手技が行なわれるようになってきている。この場合、カテーテルを血管の所望の

位置まで導入して、薬剤注入を行なう必要があるが、MRIは組織を構成する特定の原子種(水素原子)からのNMR信号により画像化を図るものであるため、カテーテルの先端位置を映像として把握することは困難であった。

【0006】そこで、本発明はIVR手技等においてカテーテルの先端位置の撮影、追跡が可能であるMRI装置を提供することを目的とする。特に本発明はリアルタイムでカテーテル位置を画像化して血管像と重畳表示することにより、カテーテルの先端位置の被検体内の三次元的な位置関係及びその移動を明らかにすることが可能であるMRI装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成する本発明のMRI装置では、特異信号源としての縦緩和時間の非常に短い超短T1物質又は異スペクトルを有する原子種を含む物質をカテーテル先端に内包させ、この特異信号源を描出させる特定のパルスシーケンスを備えている。これらパルスシーケンスは、三次元血管データを得るための第1のパルスシーケンスに加えられ、直交する3軸のうち所望の1軸について特異信号源の位置を求めるための第2のパルスシーケンスと、第1の軸に直交する第2及び第3の軸方向或いは面について特異信号源の位置を求めるための第3のパルスシーケンスとを備えている。

【0008】第1のパルスシーケンスは、後にカテーテル先端位置と重畳表示される血管投影像或いは断層像を取得するために三次元血管データを得るパルスシーケンスで、二次元或いは三次元TOF法、PC法等公知の血流描出パルスシーケンスが採用される。このパルスシーケンスから得られた三次元血管データを元に、カテーテル先端を示す点データと重畳される血管投影像或いは断層像が形成される。断層像を形成するためには、第3のパルスシーケンスによるカテーテル先端の位置情報が利用され、カテーテル先端を含む断層像が形成される。

【0009】第2のパルスシーケンスは直交する3軸のうち所望の1軸について特異信号源の位置を求めるために、領域非選択励起パルスの印加後、その1軸の方向の傾斜磁場を印加してエコー信号を取得する。この場合の領域非選択励起パルスは、特異信号源を構成する物質が、超短T1物質の場合には、領域非選択励起パルスに先立って磁化の状態を決定する事前励起パルスが印加される。また特異信号源を構成する物質が、異スペクトル原子核を含む物質である場合には、領域非選択励起パルスとしてこの原子核を選択励起するような周波数のパルスが用いられる。この第1のパルスシーケンスにおいて取得されたエコー信号を一次元フーリエ変換することにより第1軸の方向についてのカテーテル先端位置の情報が得られる。

【0010】第3のパルスシーケンスは、第1軸と直交

する第2軸及び第3軸の2方向についてカテーテル先端位置を求めるために第1軸におけるカテーテル先端位置を含むスライス面を選択する励起パルスの印加と、第2軸及び第3軸について周波数エンコードする傾斜磁場パルスの印加と、第2軸及び第3軸のそれぞれについてのエコー信号の計測を含む。この第3のパルスシーケンスでは、スライス選択したRFパルスによる1回の励起で、第2軸及び第3軸のそれぞれについて連続した周波数エンコードによるエコー信号を計測してもよく、第1の選択励起と第2軸の周波数エンコードによるデータ読み出しを行った後、同一の搬送周波数の第2の選択励起と第3軸の周波数エンコードによるデータ読み出しを行ってもよい。いずれの場合にも各軸についての2系列のエコー信号をそれぞれ一次元フーリエ変換することにより、各軸についての一次元投影像を得ることができる。

【0011】また第3のパルスシーケンスとしては、上述するような2方向についての周波数エンコードによるデータ読み出しではなく、第1の軸と直交する面についての超高速撮像法による二次元計測であってもよい。即ち、この場合第2及び第3の軸のいずれかに位相エンコード、他方に周波数エンコードする二次元フーリエ変換に基づくパルスシーケンスによってエコー信号のデータセットを収集する。得られたデータセットを二次元フーリエ変換することにより、カテーテル先端を含むスライス面を二次元画像化し、高信号のカテーテル先端位置の第2軸及び第3軸に沿った座標を検出する。

【0012】本発明において信号処理系は、第1のパルスシーケンスにより得られた三次元血管データから第2軸及び第3軸の方向についての二次元投影像を再構成するとともに、第3のパルスシーケンスで得られた所定の特異信号源（カテーテル先端）の第2軸及び第3軸の方向の点データを重畳して表示する。この際、カテーテル先端の点データは第1軸方向については位置情報を持たないデータであるので、重畳する際に第2のパルスシーケンスで得られた第1軸方向の位置情報を与えて、表示する。カテーテル先端位置の重畳表示は、二次元投影像に対してのみならず、カテーテル先端を含む第2軸及び第3軸方向についての、即ち第3軸及び第2軸に直交する二次元断層像に対しても行なうことができる。この場合信号処理系は、第3のパルスシーケンスで得られたカテーテル先端の第2軸及び第3軸についての座標に基づき断層像を作成し、この断層像にカテーテル先端の点データを重畳して表示する。

【0013】上記第2及び第3のパルスシーケンス及びそれに基づく画像再構成の工程を繰返すことにより、特異信号源位置を実時間で二次元投影像或いは断層像上にマッピングする。このようなマッピングを繰返し行ない、得られたデータをメモリで加算し表示することにより、カテーテルの現在位置及び侵入経路を表示させることも可能である。

【0014】

【作用】第2及び第3のパルスシーケンスはそれぞれ計測時間100m秒以下のパルスシーケンスであるので、カテーテル先端位置を実時間でマッピングすることができ、円滑なカテーテル挿入を支援することができる。

【0015】

【実施例】以下、本発明の実施例を添付図面に基づいて詳細に説明する。図2は本発明が適用されるMRI装置の全体構成を示すブロック図である。このMRI装置は、核磁気共鳴（NMR）現象を利用して被検体の断層像を得るもので、静磁場発生磁石2と、磁場勾配発生系3と、送信系4と、受信系5と、信号処理系6と、シーケンサ7と、中央処理装置（CPU）8とを備えて成る。静磁場発生磁石2は、被検体1の周りにその体軸方向または体軸と直交する方向に均一な静磁場を発生させるもので、被検体1の周りのある広がりをもった空間に永久磁石方式または常電導方式あるいは超電導方式の磁場発生手段が配置されている。磁場勾配発生系3は、X、Y、Zの三軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル9と、それぞれの傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源10とから成り、後述のシーケンサ7からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源10を駆動することにより、X、Y、Zの三軸方向の傾斜磁場 G_x 、 G_y 、 G_z を被検体1に印加するようになっている。この傾斜磁場の加え方により被検体1に対するスライス面を設定することができる。

【0016】シーケンサ7は、被検体1の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波磁場パルス（RFパルス）をある所定のパルスシーケンスで繰返し印加するもので、CPU8の制御で動作し、被検体1の断層像のデータ収集に必要な種々の命令を、送信系4及び磁場勾配発生系3並びに受信系5に送るようになっている。送信系4は、シーケンサ7から送り出される高周波パルスにより被検体1の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波磁場を照射するもので、高周波発振器11と変調器12と高周波増幅器13と送信側の高周波コイル14aとから成り、前記高周波発振器11から出力された高周波パルスをシーケンサ7の命令にしたがって変調器12で振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器13で増幅した後に被検体1に近接して配置された高周波コイル14aに供給することにより、電磁波が被検体1に照射されるようになっている。尚、本発明では被検体1内に挿入されるカテーテル31の先端を画像化するために、シーケンサ7は被検体1の生体組織の原子核の励起のみならずカテーテル31先端に内包される特異信号源からもエコー信号が得られるように送信系4及び磁場勾配発生系3が制御される。

【0017】受信系5は、被検体1の生体内の原子核（特異信号源の原子核も含む）の核磁気共鳴により放出

されるエコー信号 (NMR 信号) を検出するもので、受信側の高周波コイル 14b と増幅器 15 と直交位相検波器 16 と、A/D 変換器 17 とから成り、送信側の高周波コイル 14a から照射された電磁波による被検体 1 の応答の電磁波 (NMR 信号) は被検体 1 に近接して配置された高周波コイル 14b で検出され、増幅器 15 及び直交位相検波器 16 を介して A/D 変換器 17 に入力してデジタル量に変換され、さらにシーケンサ 7 からの命令によるタイミングで直交位相検波器 16 によりサンプリングされた二系列の収集データとされ、その信号が信号処理系 6 に送られるようになっている。

【0018】この信号処理系 6 は、CPU 8 と、磁気ディスク 18 及び磁気テープ 19 等の記録装置と、CRT 等のディスプレイ 20 とから成り、CPU 8 でフーリエ変換、補正係数計算、画像再構成等の処理を行い、任意断面の信号強度分布あるいは複数の信号に適当な演算を行って得られた分布を画像化してディスプレイ 20 に断層像として表示するようになっている。なお、図 2 において、送信側及び受信側の高周波コイル 14a、14b と傾斜磁場コイル 9 は、被検体 1 の周りの空間に配置された静磁場発生磁石 2 の磁場空間内に配置されている。

【0019】次にこのような構成におけるシーケンサ 7 によるパルスシーケンスの第 1 の実施例について説明する。本発明のパルスシーケンスは、図 1 に示すようにカテーテル先端追跡表示に先立ち、三次元の血管データを作成する第 1 のパルスシーケンス 701 と、所望の直交座標における 1 軸方向についてカテーテル先端位置を求める第 2 のパルスシーケンス 702 と、カテーテル先端を含み第 1 軸の方向と直交する 2 軸方向或いは面についてカテーテル先端位置の座標を求める第 3 のパルスシーケンス 703 とを含む。

【0020】カテーテル先端追跡表示に先立って起動される血流描出のための第 1 のパルスシーケンス 701 は、二次元/三次元の TOF 法または PC 法のいずれに基づくパルスシーケンスでも良く、最終的に三次元の血管データを取得できれば良い。図 3 に典型的な血流描出シーケンスである三次元 TOF 法によるパルスシーケンスを示した。

【0021】このパルスシーケンスでは、まずスラブ選択の傾斜磁場パルス 202 と同時に RF パルス 102 を印加することにより、所定スラブ内の領域を励起する。引続きスライスエンコード、位相エンコードの各傾斜磁場 203、302 を印加した後、リードアウトの傾斜磁場 403 を印加しながらエコー信号 501 を計測する。RF パルス印加からエコー信号計測までを所定の繰り返し時間で、スライスエンコード傾斜磁場 203 及び位相エンコード傾斜磁場 302 をそれぞれ独立して変化させながら繰り返すことにより三次元データを得る。

【0022】このように得られた三次元データを信号処理系 6 でフーリエ変換し再構成することにより、図 4

(a) に示すような三次元の血管データを作成する (図 1、704)。この三次元のデータセットは、血流又は血管が相対的に高信号で描出された二次元画像を積み重ねたものであり、CPU 8 において、後述するカテーテル先端位置のマッピングのために互に直交する 2 方向への二次元投影像に変換される (同図、705)。

【0023】二次元投影像の作成は、光線軌跡法を用いることができる。光線軌跡法としては光軸上の信号値の最大値のもので 1 枚の投影像を作成する最大値投影法 MIP、投影線上の画素値を加算する方法などがあるが、ノイズの影響を受けにくいという点で最大値投影法が好適である。投影の方向は任意の方向とすることができ、特に限定されないが、望ましい実施例としては、図 4

(a) に示すように血管の主な走行方向である体軸方向などを Z 軸 (第 1 軸) 方向とした場合、Z 軸に直交しかつ互いに直交する X、Y 軸 (第 2 軸、第 3 軸) の 2 方向に投影した血管像 51、52 を作成する。

【0024】続いてカテーテル 31 を被検体 1 内に挿入する。カテーテル 31 の先端には特異信号源となる物質が内包されている。特異信号源となる物質としては、縦緩和時間 T1 値が 20~100ms 程度の極めて短い T1 値の物質或いは ^{13}C 、 ^{19}F 、 ^{31}P 等、水素原子核とは異なる共鳴周波数を有する核種を含む物質を用いることができる。このような物質は、T1 値が血液とは異なることを利用して、或いは共鳴周波数が水素原子核と異なることを利用して、次の第 2 及び第 3 のパルスシーケンスにおいて、この物質からの信号を高信号として検出することが可能である。超短 T1 物質としては、例えば造影剤 Gd-DTPA の水溶液を使用することができる。

【0025】次いで第 2 のパルスシーケンス 702 を起動する。第 2 のパルスシーケンス 702 は所望の直交座標における 1 軸 (ここでは Z 軸) 方向についてカテーテル先端位置を求めるためのパルスシーケンスで、全領域の RF 励起を行ない、Z 軸方向にリードアウト傾斜磁場を印加しエコー信号を読み取る。図 5 に、特異信号源として超短 T1 物質を用いた場合の第 2 のパルスシーケンスの一例を示す。このパルスシーケンスは、エコー信号計測に先立って、磁化の状態を決定するために対象部位を複数回励起するための RF パルス 103 を印加する。次いで全領域を非選択励起するための RF パルス 104 を照射し、更に Z 方向に傾斜磁場パルス 125、126 を印加してエコー信号 183 を発生させると共に、エコー信号 183 を Z 軸に周波数エンコードして計測する。X、Y、Z の各軸の傾斜磁場パルス 121、141、161 は励起後に発生する横磁化を拡散させるスプイラーパルスである。

【0026】RF パルス 103 は、繰返し印加することにより T1 値の長い被検体組織からの信号を制御する。RF パルス 103 のフリップ角度 α° は、大きいほど信号飽和の効果が高く、少なくとも 45° 以上、 $45^\circ \sim 90^\circ$ 程度が望ましい。RF パルス 103 の繰返し時間は通常 5~50

msである、また繰り返しの回数は、図示する例では省略され3回しか記載されていないが、最も高い信号制御効果を得るためには磁化が定常状態に達するまで繰り返すことが望ましい、但し一般に繰返しによる信号低下曲線は指数関数であり、10～20回程度の励起でも十分な効果が得られる。また第2及び第3のパルスシーケンスを繰り返してカテーテル先端位置をリアルタイム表示する際に、その時間分解能を上げたい場合には、繰返し回数をそれより少なくすることも可能である。

【0027】尚、磁化の状態を決定する事前パルスとして、このような複数回の連続したRF103励起に代えて、プリサチュレーションパルスを使用することにより被検体組織の信号を低下させることも可能である。プリサチュレーションパルスのフリップ角度を90°以上に設定し、全領域励起RFパルス104までの間隔を適当に設定することにより、特異信号源以外の組織における縦磁化がゼロ又はほぼゼロである状態で、RFパルス104を印加することができるので、組織からの信号を抑制することができる。

【0028】このように連続RF励起103又はプリサチュレーションパルスによって組織の信号を飽和或いは抑制した状態で、RFパルス104を照射し、全領域を非選択励起し、続いてZ方向に傾斜磁場パルス125、126を印加してエコー信号183を発生させると共に、エコー信号183をZ軸に周波数エンコードして計測する。このエコー信号はCPU8で一次元フーリエ変換することにより、図6に示すようなスペクトルが得られる。このスペクトルはZ軸に沿った信号の分布を示しており、被検体内の各組織の信号は低信号となるが、カテーテル先端位置には高信号のピークが出現する。これは例えば図5のパルスシーケンスでエコー信号計測に先立って極めて短い時間間隔で多重の励起を繰り返すために、被検体内の各組織の信号が飽和により低信号となるのに対し、カテーテル先端に内包された物質が短いT1値を有するために、信号低下が起こりにくいからである。

【0029】従って図6のスペクトルから以下のようにカテーテル先端の位置を求めることができる(図1、706)。即ち、磁場中心を原点とするカテーテル先端のZ軸方向の位置(ΔZ)は、スペクトルの最大値を与える周波数 f_1 と中心周波数 f_0 との差 Δf から、下式(1)に基づいて換算できる。

【0030】

【数1】

$$\Delta Z = \frac{2\pi \cdot \Delta f}{\gamma \cdot G_{126}} \quad (1)$$

【0031】ここに、 γ は磁気回転比、 G_{126} はZ軸方向リードアウト傾斜磁場126の強度である。次に、このカテーテル先端位置を通りZ軸に直交する2軸方向につ

いてのカテーテル先端の位置の座標を求めるための第3のパルスシーケンスを起動する(図1、703)。

【0032】第3のパルスシーケンスは、図7に示すようにZ軸方向のスライス選択傾斜磁場123と同時に印加されるRFパルス106と、エコー信号をX軸方向及びY軸方向に周波数エンコードするためのX軸方向の傾斜磁場162、163及びY軸方向の傾斜磁場142、143を含む。本実施例では、特異信号源として超短T1物質を用いた場合のパルスシーケンスを示しており、ここでも第2のパルスシーケンスと同様に、磁化の状態を決定するためにエコー信号計測に先立って、対象部位を複数回励起するためのRFパルス105が加えられる。このRFパルス105の作用は第2のパルスシーケンスの場合のRFパルス103と同様、極めて短い時間間隔で多重の励起を繰り返すことにより、被検体内の各組織の信号を飽和により低信号化するものであり、同様の繰返し時間で、同様の繰返し回数繰返される。フリップ角度 α° も45～90°程度が望ましい。

【0033】励起後に発生する横磁化を拡散させる目的で、X、Y、Zの各軸のスプイラーパルス121、141、161を印加することも、図5に示す第2のパルスシーケンスと同様であるが、第3のパルスシーケンスではRFパルス105による複数回の励起後、Z軸方向についてスライス選択励起を行なうので、Z軸方向の傾斜磁場パルス121は、破線で示すスライス選択を兼ねた傾斜磁場パルス122に置き換えることができる。この傾斜磁場パルス122は、全体を励起せず、カテーテル先端位置 ΔZ を含むスライスのみを選択的に励起するために用い、最初のRFパルス105の印加時点からRFパルス106の印加直前まで連続して印加する。このように連続して印加した場合にはスプイラ効果を高め、被検体への侵襲性を軽減できる。

【0034】このようにRFパルス105による複数回の励起後、RFパルス106を照射し、カテーテル先端を含むスライス面を選択励起する。この際スライス選択傾斜磁場123の強度 G_{123} を第2のパルスシーケンスにおけるZ軸方向の傾斜磁場強度 G_{126} と同じに設定すれば、図6のスペクトルの最大値を与える周波数 f_1 ($f_0 + \Delta f$)をそのままスライス選択周波数とすることにより、図6に示すようにカテーテル先端を含みZ軸に直交するスライス面(XY面)60を励起できる。もちろん、傾斜磁場強度及び Δf が式(1)を満たす関係となるようにスライス選択傾斜磁場123の強度 G_{123} 及びスライス選択周波数を変更することは可能である。

【0035】スライス選択用Z軸傾斜磁場123に続くZ軸傾斜磁場124はZ軸方向のスピンの位相を揃える目的で印加する。続いてX軸方向に傾斜磁場パルス162、163を印加してエコー信号181を発生させると共に、エコー信号181をX軸に周波数エンコードして計測する。エコー信号181の計測後、X軸方向に傾斜磁場パルス164を印

加して、X軸方向のスピン位相を揃える。続いてY軸方向に傾斜磁場パルス142、143を印加してエコー信号182を発生させると共に、エコー信号182をY軸に周波数エンコードして計測する。

【0036】この2系列のエコー信号181、182をCPU8でそれぞれ一次元フーリエ変換することにより、図4(b)に示すようにX軸方向、Y軸方向のカテーテル先端位置情報を含む一次元投影像53、54を求めることができる(図1、708)。この一次元投影像を、それぞれ図4(a)に示す血管の二次元投影像52、51上に重畳して表示するのであるが、一次元投影像53、54は位置データとしてX軸方向或いはY軸方向の一次元の座標しか有していないので、重畳表示に際しては、一次元投影像にカテーテル先端のZ軸方向の位置情報を与えて、即ち一次元投影像を中心から ΔZ の位置に移動させる処理を行なった上で、投影血管像51、52上に重畳して表示する(図1、709、710)。重畳表示は、単なる加算処理でも、重み付けした加算処理、乗算処理でも構わないが、望ましくは一次元投影像の信号強度の反転処理を行なって重畳表示する。これにより、図4(c)に示すようにカテーテル先端の部分を黒い点として表示することができる。

【0037】以上説明した第2のパルスシーケンス702の起動から投影血管像上への重畳表示710までの間は、1秒以下の所要時間であり、ほぼリアルタイムで三次元的なカテーテルの位置を表示することができる。従ってカテーテル位置を変更した際には、第2のパルスシーケンスの起動から投影血管像上への重畳表示の手順を繰り返して、カテーテル先端の位置表示(点データ)を更新していくことが可能である。また本実施例において、カテーテル先端の位置表示を更新する代りに、CPU8のメモリ上で各時刻のマップを加算し、加算されたものを表示することで、現在のカテーテル位置に加えて、カテーテルの侵入経路を可視化することも可能である。

【0038】以上の実施例において第3のパルスシーケンスとして、1回のRF励起後連続してX方向及びY方向の傾斜磁場を印加し2つのエコー信号を計測する場合を例示したが、第3のパルスシーケンスは、図8に示すパルスシーケンスに置き換えても、同様の効果を得ることができる。図8のパルスシーケンスでは、1回のRFパルス照射で2種類のエコー信号を収集する代りに、1励起につき1エコーを収集するものである。即ち、このパルスシーケンスでは、連続するRF105励起に次いで、Z軸方向のスライス選択傾斜磁場123と同時にRFパルス106を印加し、エコー信号をX軸方向に周波数エンコードするためのX軸方向の傾斜磁場162、163を印加してエコー信号181を計測し、次いで再びZ軸方向のスライス選択傾斜磁場125と同時にRFパルス108を印加し、エコー信号をY軸方向に周波数エンコードするためのY軸方向の傾斜磁場142、143を印加してエコー信号182を計測する。この場合にもRFパルス106印加時に、第

2のパルスシーケンスで求められたカテーテル先端位置の座標を含むスライス面を選択することは図7のパルスシーケンスと同様である。

【0039】このように1回の励起につき1回のエコー計測を行った場合、計測時間は図7のパルスシーケンスより若干長くなるが、横緩和による信号強度の低下がなく、同じ信号強度で2つのエコー信号を得ることができる。尚、第3のパルスシーケンスにおいても、磁化の状態を決定する事前パルスとして、被検体組織の信号を低下させるために複数回の連続したRF励起に代えて、プリサチュレーションパルスを使用することも可能である。この場合にもプリサチュレーションパルスのフリップ角度は 90° 以上に設定し、特異信号源以外の組織における縦磁化がゼロ又はほぼゼロである状態で、RFパルス104を印加する。このようなプリサチュレーションパルスを使用した第3のパルスシーケンスを図9(a)、(b)に示した。尚、図9(a)は、プリサチュレーションパルス107に次ぐ1回の励起RFパルス106印加後、連続して2方向の傾斜磁場を印加して2つのエコー信号181、182を計測するシーケンスを、同図(b)はプリサチュレーションパルス107印加後、1回の励起毎に1のエコー信号を計測するシーケンスを示すものであり、図中傾斜磁場は、図7及び図8の対応する傾斜磁場の番号と同じ番号が付されている。

【0040】以上、図7～図9に示す実施例では、第3のパルスシーケンスとして2方向の一次元投影像を得るためのパルスシーケンスを採用しているが、これに代えて、二次元フーリエ変換に基づく超高速パルスシーケンスを用いても、これら実施例と同様の効果を得ることができる。図10に超高速パルスシーケンスとしてEPI(Echo Planar Imaging)法を用いた例を示したものであり、複数回の連続したRF励起或いはプリサチュレーションパルス印加に次いで励起パルス109をZ軸方向の傾斜磁場123とともに印加し、Y軸方向の傾斜磁場144を連続して印加しながらX方向に極性の反転する傾斜磁場162、163を印加して、負の傾斜磁場162の積分値と正の傾斜磁場163の積分値とが一致したところでエコー信号184を計測するものである。このような超高速パルスシーケンスでは1回の励起で二次元データを持つエコー信号のデータセットを得ることができる。1回の励起で計測するエコー信号の数に特に限定はないが、通常128或いは256のデータセットを得る。

【0041】超高速パルスシーケンスとしては図10に示すものに限定されず、K(フーリエ)空間を高速でスキャンできる方法であればよい。例えば、連続して印加される傾斜磁場144は、短いブリップ状の傾斜磁場でもよく、また傾斜磁場162、163の形状は矩形でなく正弦波であってもよい。さらにK空間を螺旋状にスキャンするスパイラルスキャン法でもよい。

【0042】このような超高速パルスシーケンスでは、

位相エンコード数分のエコー信号184の組（データセット）が得られる。このデータはZ軸に直交する面の情報を含むデータであり、これを二次元フーリエ変換した後、XY面内の最大値を与える点の座標を有する点データ54'、53'を二次元投影像51、52上に作成する。この点データ54'、53'を血管の二次元投影像52、51上に重畳して表示する方法は上述した一次元フーリエ変換に基づくパルスシーケンス（図7～図9）を起動した場合の実施例と同様であり、信号強度の反転処理を行ない、点データ54'、53'にZ軸方向の補正を加えた上で、加算等により重畳表示する。この場合にも、カテーテル先端の位置を表示するのみならず、メモリ上で各時刻のマップを加算し、加算されたものを表示することによりカテーテルの侵入経路を可視化することも可能である。

【0043】次に本発明の第2の実施例について図11を参照して説明する。図1に示す実施例では第1のパルスシーケンスにより得られた三次元血管データをもとに予め作成した直交二方向の投影血管像上にカテーテル先端位置を表す一次元投影像又は点データを重畳して表示したが、本実施例では図12に示すように互いに直交する二次元断層像55、56上に表示する。

【0044】この場合、三次元血管データを得るための第1のパルスシーケンス701、Z軸方向のカテーテル先端位置を求めるための第2のパルスシーケンス702、 ΔZ のスライス面におけるカテーテル先端位置のX軸方向及びY軸方向の各一次元投影像を得るための第3のパルスシーケンス703は、第1の実施例と同様であるが、ここでは第3のパルスシーケンスを用いて得た二方向の一次元投影像から最大値を示すカテーテル先端位置の二次元座標（x、y）を検出する（804）。そして図12に示すように、事前に得た三次元血管データ50から、カテーテル先端位置（x、y）を通り、X軸、Y軸に直交する2方向の二次元断層像55、56を作成する（805）。尚、第3のパルスシーケンスとして、図7～図10のいずれのパルスシーケンスも採用できることは第1の実施例と同様である。

【0045】このように形成した二次元断層像55、56上に、カテーテル先端位置を示すX軸方向及びY軸方向の一次元投影像（図4（b）の53、54）又は点データ53'、54'を重畳表示する（図11、807）。この場合にも、一次元投影像又は点データに信号強度の反転処理、 ΔZ 方向の位置補正（806）、重み付け等の処理を行い、重畳する。二次元断層像55、56はカテーテル先端位置の変化に伴い変化するので、随時二次元断層像を作成し直し、カテーテル先端を追跡表示する。

【0046】以上説明した実施例では、カテーテル先端に内包させる特異信号源として、超短T1物質を用いた場合について説明したが、特異信号源の物質としては被検体組織とカテーテル先端の信号強度差を生じることができればよく、水素原子核とは異なる共鳴周波数を有す

る核種を用いることも可能である。このような核種としては前述したように ^{13}C 、 ^{19}F 、 ^{31}P などを用いることができ、例えば ^{13}C であれば同位体濃縮を行ってカテーテル先端に内包させる、カテーテル先端を構成する材料に ^{19}F を導入するなどしてカテーテル先端を特異信号源とすることができる。

【0047】これら水素原子核とは異なる共鳴周波数を有する核種を用いた場合には、第2及び第3のパルスシーケンスでは、事前パルスである複数連続RFパルス103（図5）、105（図7、8）或いはプリサチュレーションパルス107（図9（a）、（b））を用いる必要はなく、RFパルス104、106の搬送周波数を、水素原子核の共鳴周波数（42.57MHz/T）から用いる核種の共鳴周波数、例えば ^{13}C であれば10.71MHz/T、 ^{19}F であれば40.05MHz/Tに変えればよい。これにより被検体組織内の水素原子核を励起することなく、カテーテル先端内物質のみを励起することができ、第2のパルスシーケンスにおいて図6に示したのと同様にカテーテル先端のみを相対的高信号として捉えることができ、また第3のパルスシーケンスにおいてカテーテル先端の一次元投影像を得ることができる。

【0048】尚、以上説明した全ての実施例において、X、Y、Z軸は装置座標系に固定された座標と同一のものではなく、X、Y、Zの三軸は互いに直交していれば三次元の何れかの方向に設定されても構わない。

【0049】

【発明の効果】本発明は以上説明したように、被検体の組織の三次元データを得るパルスシーケンスと、被検体内の特異信号源のみを描出するパルスシーケンスとを組み合わせることにより、そのような特異信号源を内包させたカテーテル等の術具を被検体内に挿入してIVR等の手技を施す際に、術具の位置を立体的に把握することができ、特にカテーテルの場合には被検体血管内のカテーテル先端の位置変化を追跡し、ほぼリアルタイムで直交する二方向の二次元血管像上に先端位置を重畳表示することができる。これによりカテーテルの三次元的位置の把握を容易にし、円滑なカテーテル挿入を支援することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明のMRI装置におけるシーケンサの工程の一実施例を説明する図。

【図2】本発明が適用されるMRIの全体構成を示すブロック図。

【図3】本発明のMRI装置で起動する第1のパルスシーケンスの一実施例を示す図。

【図4】本発明のMRI装置の動作を説明する図で、

（a）は第1のパルスシーケンスを起動することにより得られる三次元血管データ及び二次元投影像を示す図、

（b）は第3のパルスシーケンスを起動することにより得られる二方向の一次元投影像を示す図、（c）は

(a) の二次元投影図と (b) の一次元投影図とを重畳した像を示す図。

【図 5】本発明のMRI装置で起動する第2のパルスシーケンスの一実施例を示す図。

【図 6】本発明のMRI装置における、カテーテル先端のスライス方向位置を求める手順を示す説明図。

【図 7】本発明のMRI装置で起動する第3のパルスシーケンスの一実施例を示す図。

【図 8】本発明のMRI装置で起動する第3のパルスシーケンスの別の実施例を示す図。

【図 9】本発明のMRI装置で起動する第3のパルスシーケンスの更に別の実施例を示す図で、(a) は図 7 の変更例を、(b) は図 8 の変更例を示す図。

【図 10】本発明のMRI装置で起動する第3のパルスシーケンスの更に別の実施例を示す図。

【図 11】本発明のMRI装置におけるシーケンサの工

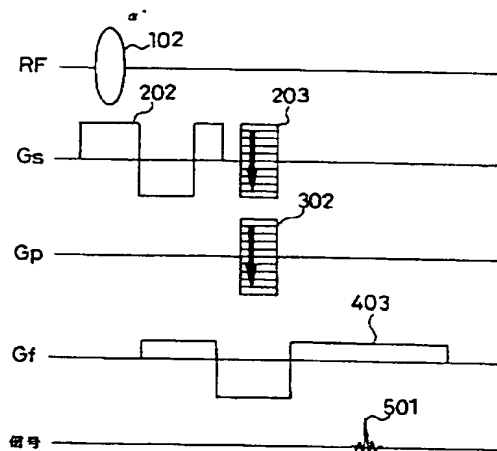
程の他の実施例を説明する図。

【図 12】図 11 の実施例によるカテーテル先端位置の表示を説明する図。

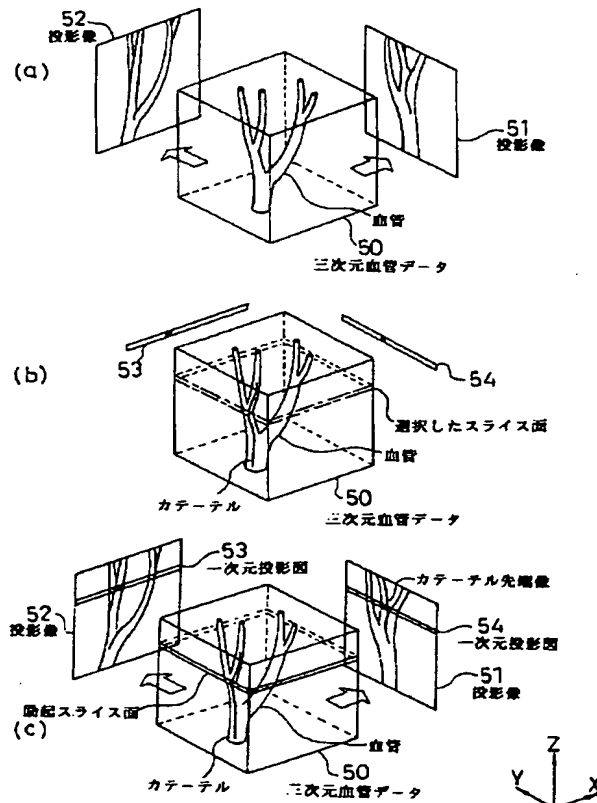
【符号の説明】

- 1…被検体
- 2…磁場発生装置
- 3…磁場勾配発生系
- 4…送信系
- 5…受信系、
- 6…信号処理系
- 7…シーケンサ
- 9…傾斜磁場コイル
- 14a…送信側の高周波コイル
- 14b…受信側の高周波コイル
- 31…カテーテル

【図 3】

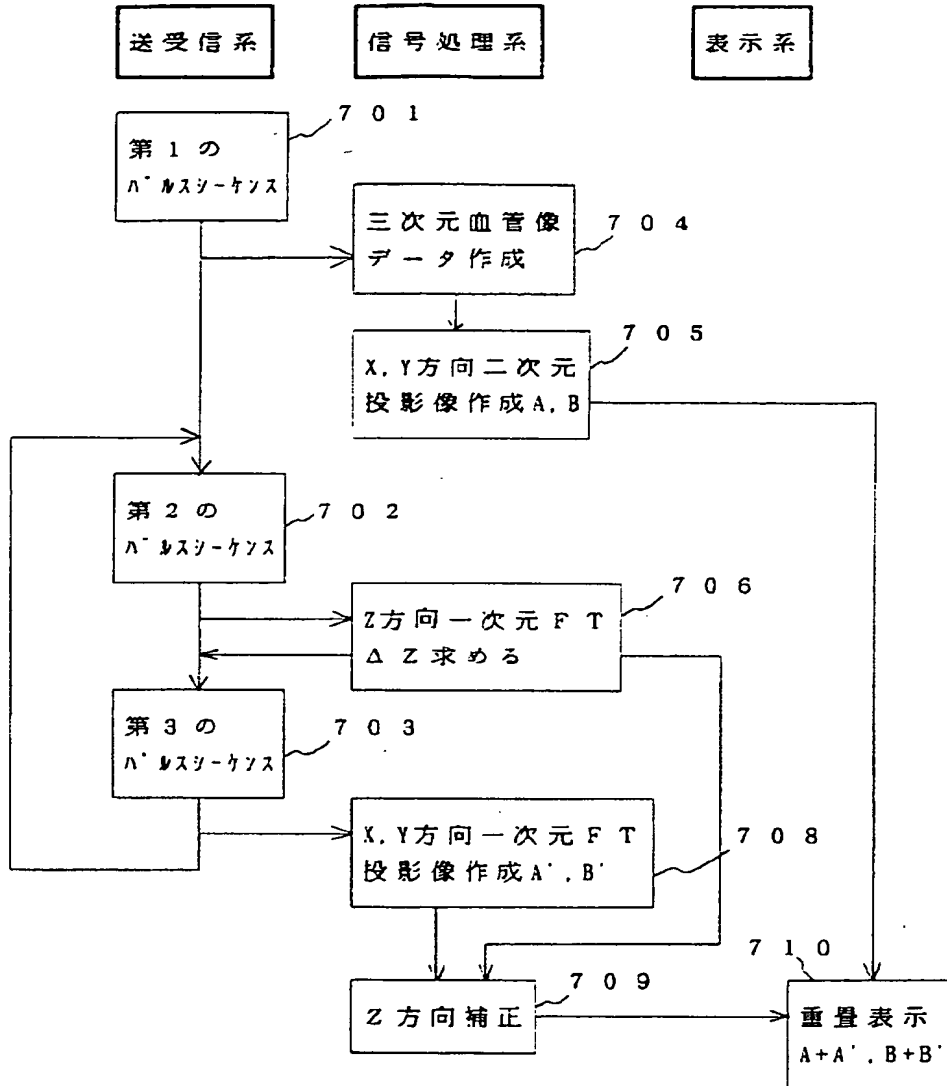


【図 4】

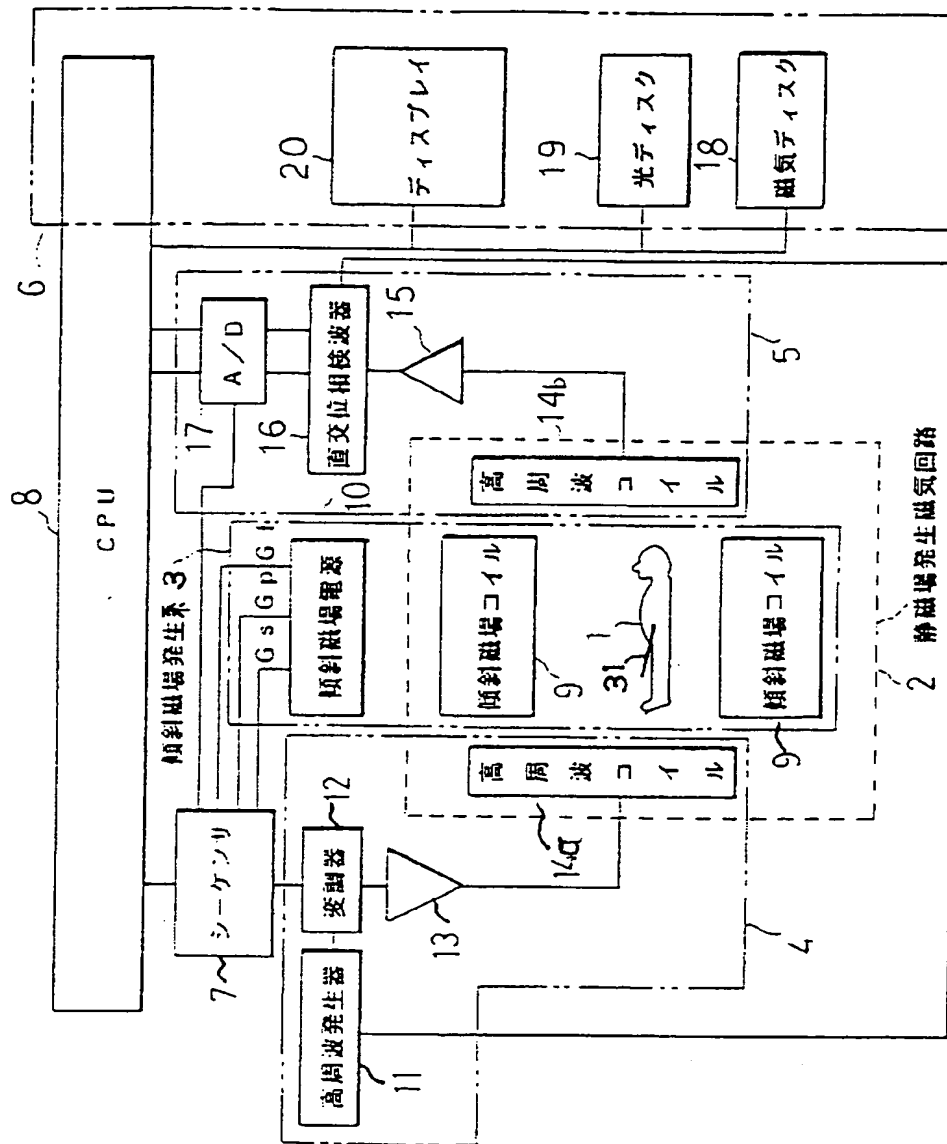


【図1】

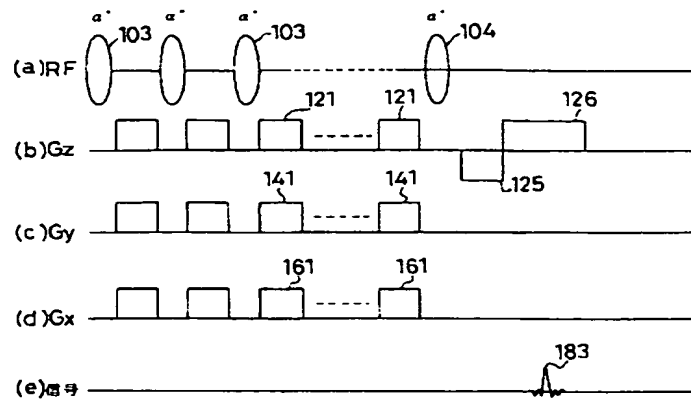
第1の実施例



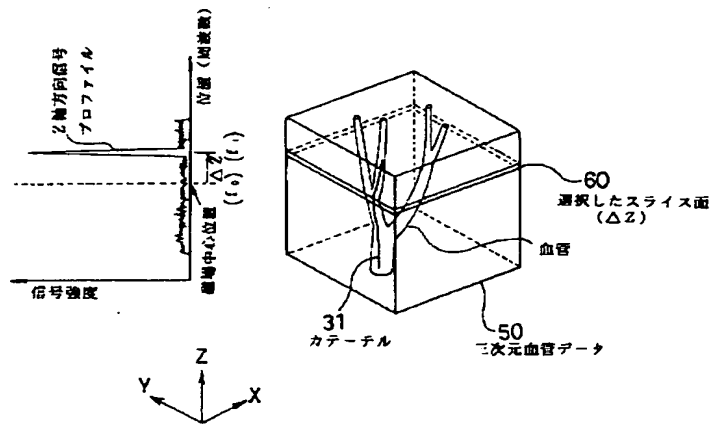
【図2】



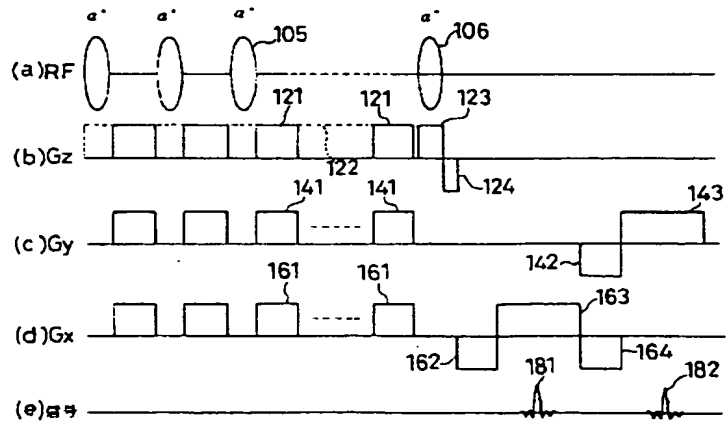
【図5】



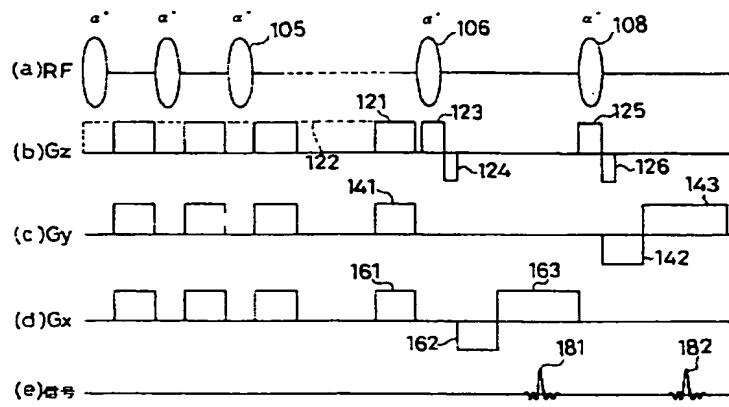
【図6】



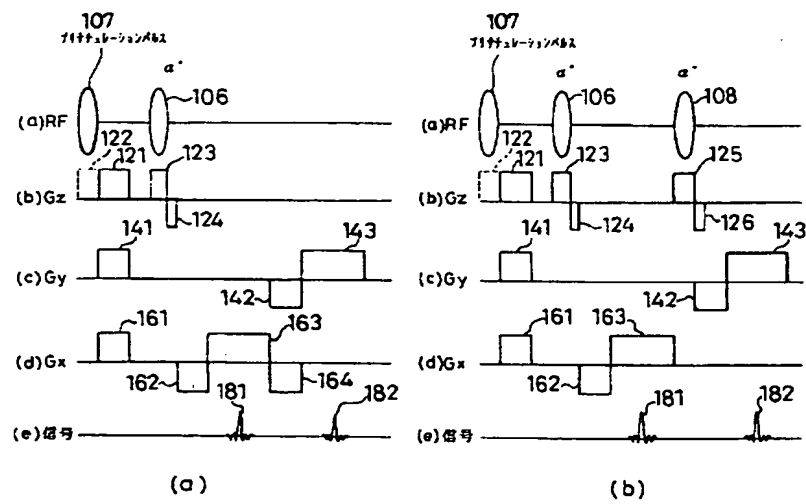
【図7】



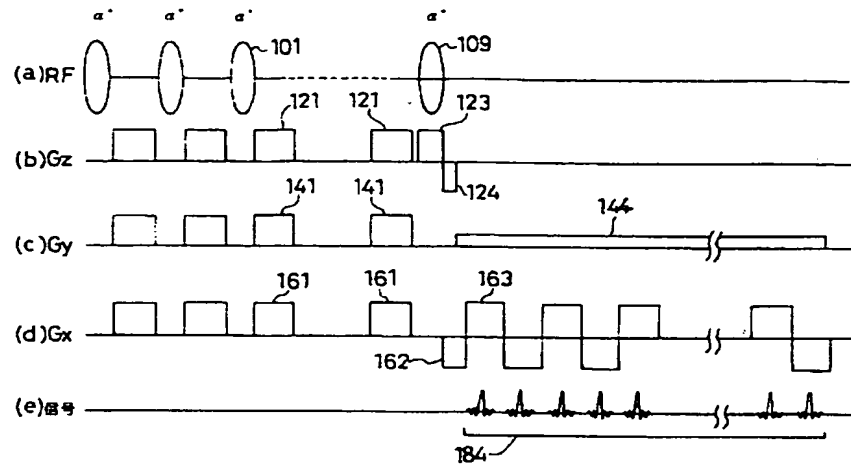
【図8】



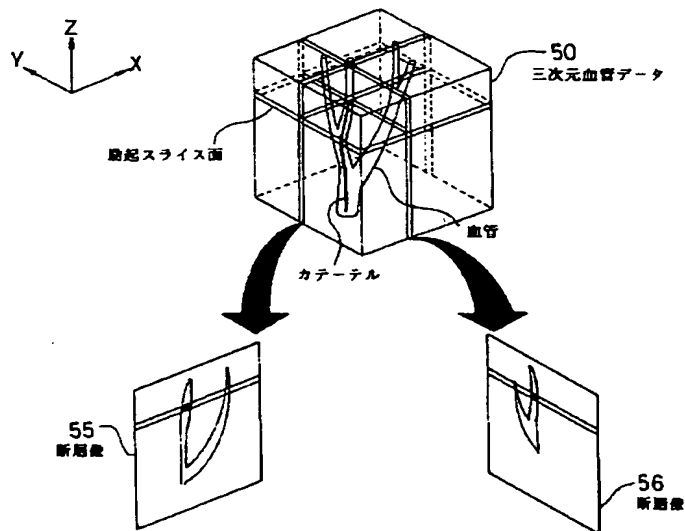
【図9】



【図10】

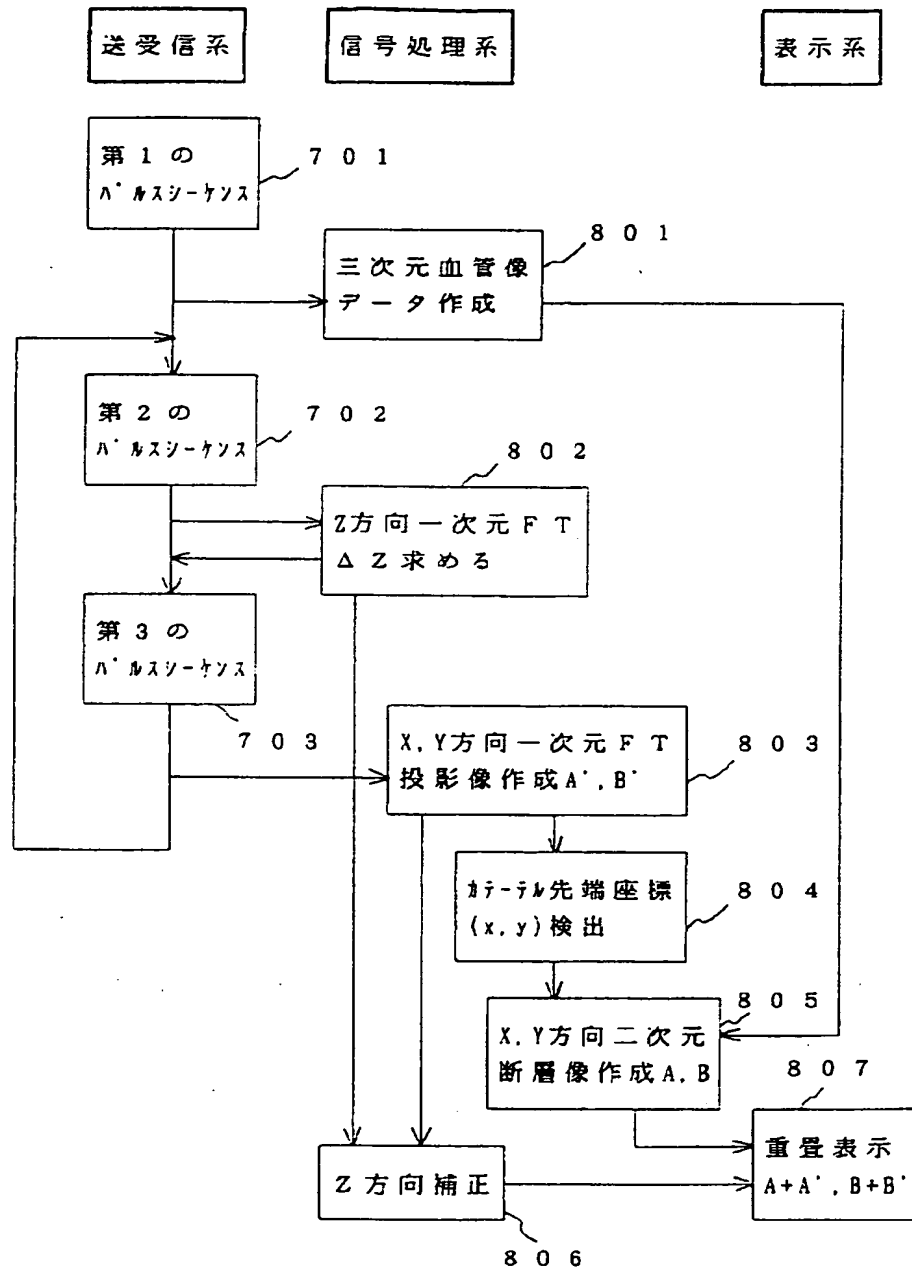


【図12】



【図11】

第2の実施例



BACKGROUND ART INFORMATION

TOSHIBA

The following information has been determined, to the best of TOSHIBA's ability, as possibly relevant to the describing and claiming of the invention of the subject case in a U.S. patent application. Based on this information and pursuant to 37 CFR 1.56(b), please prepare and file the proper Information Disclosure Statement or equivalent document.

INVENTOR'S INFORMATION

☆ PATENT NUMBER, PUBLICATION ; INVENTOR(S), AUTHOR(S) ; DATE etc.

U.S. Pat 5,715,822 ; Watk's et al ;

★ CONCISE EXPLANATION

The position of a catheter in a body is detected and shown in an MR image

☆ US Pat 5,938,599 ; Rasche et al; 8/17/99

★ The position of a catheter is obtained with high temporal and spatial resolution.

☆ JP 8-317915 (Kokai) ; ~~Fada et al~~ ; 12/3/96
Watabe

★ A 3-dimensional position of a catheter is monitored by MRI.

PRIOR APPLICATION(S) OF INVENTOR(S) OR OF KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA (ASSIGNEE)
APPLICATION NUMBER TOSHIBA REFERENCE COUNTRY

AGENT

MEMO

INVENTOR(S)
SIGNATURE & DATE

CHECKED BY

--

PATENT ENGINEER'S INFORMATION

PATENT ENGINEER'S COMMENT ON INVENTOR(S) INFORMATION OR PATENT ENGINEER'S INFORMATION

☆

★ None of the above disclose the tracking system as claimed in the present invention

CHECKED BY

K. Maki

PATENT ENGINEER(S)
SIGNATURE & DATE

Shin Taka

4/27/01

TOSHIBA REFERENCE

98 C 32424

JAPANESE AGENT REFERENCE

Sheet

2 of 1

(to U.S.
Attorney)